



ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
PME2599- Projeto Integrado II

Relatório Final:

Estudo do perfil de pressão no tratamento de escaras e úlcera de
pressão

ORIENTADOR: Raul Gonzalez Lima

Cassio Hideyuki Kawakita

nº USP: 3129704

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**Estudo do perfil de pressão no tratamento de escaras e úlcera de
pressão**

**Trabalho de formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Graduação em Engenharia**

Cassio Hideyuki Kawakita

Orientador: Raul Gonzalez Lima

**Área de Concentração:
Engenharia Mecânica**

**São Paulo
2005**

FICHA CATALOGRÁFICA

Kawakita, Cassio Hideyuki

**Estudo do perfil de pressão no tratamento de escaras e
úlcera de pressão**

**Úlcera de pressão /C. H. Kawakita-- São Paulo, 2005.
48 p.**

**Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.**

1.úlcera 2.pressão 3.escaras

**Cassio Hideyuki Kawakita II.Universidade de São Paulo. Escola
Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica III.t.**

AGRADECIMENTOS

Ao Raul Gonzalez Lima, pelo apoio e orientação no decorrer de todo o trabalho.

Aos professores Jayme Pinto Ortiz e Dra. Ana Sasaki, pela atenção e apoio no decorrer de todo o trabalho.

Ao Laboratório de Mecânica dos Fluidos do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da USP e aos técnicos, por colocarem a disposição a área experimental e o laboratório e por nos auxiliarem durante nossas atividades.

Ao Hospital Universitário da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo e aos enfermeiros e professores, por colaborarem com informações vitais para o desenvolvimento deste trabalho.

Às empresas Cavenaghi e Baxmann pela disponibilização de dados construtivos das cadeiras de rodas, espumas, modelos de almofadas para evitar a lesão de úlceras de pressão.

A todos os nossos amigos que direta ou indiretamente contribuíram na realização deste trabalho.

Agradecimento especial a Sandra Tsujita Yamadera por ajudar e encorajar em momentos difíceis. E Mayra Saori Etto por disponibilizar dados e informações essenciais para a viabilidade do trabalho.

Aos nossos pais que nos incentivaram e acreditaram no nosso trabalho, e que nos deram a oportunidade e todas as condições durante toda a nossa vida para que pudéssemos concluir o curso de Engenharia Mecânica.

RESUMO

Através do Poli Cidadã, a Dra. Ana Sasaki, auxiliou a definição de um problema real no Hospital Universitário de São Paulo, que é o tratamento de pacientes com úlceras de pressão (ou escaras). A motivação econômica do trabalho é baseado nos gastos de tratamento de escaras que costuma a ser muito superior aos tratamentos ou equipamentos preventivos de tal doença.

Este projeto tem como objetivo avaliar o tipos perfis de pressão causados pela interação corpo-humano-cama ou corpo-humano-assento que causam as lesões de escaras ou úlceras de pressão por afetar a circulação sanguínea nos locais de contato. As simulações de elementos finitos, pretende demonstrar os gradientes de pressões envolvidos na área dos glúteos. O trabalho pretende estudar como as pressões nas regiões de contato do corpo humano podem propor melhorias de tratamento e diminuição de dor e desconforto dos pacientes acamados ou cadeirantes. Há também o interesse em estudar os critérios que definem o conforto ou a falta de conforto do paciente nos aspectos ergonômicos, que podem auxiliar a levantar indicadores para prevenção e tratamento no combate as úlceras de pressão.

ABSTRACT

Through Poli Cidadã, Dra. Ana Sasaki, helped develop and focus the real problem in São Paulo University Hospital, which is the treatment of pressure ulcer (or eschar) patients. The motivation for this paper is the economical magnitude of expenses in this area, that are usually much more expensive than just the preventive equipments and treatments for this disease. This project has the objective to evaluate the different types of pressure profiles, caused by the interaction of human body and bed or human body wheelchair that causes the wounds of pressure ulcer and eschar by affecting the blood circulation on those contact places. The finite element simulations, intend to demonstrate the pressure gradients around the buttocks area. The paper intend to study the pressure around some specific parts of human body as well as propose better ways of treatments and ways to reduce pain and discomfort on patients . There is also the interest in study criteria that define the comfort or the lack of comfort in the patient, and ergonomical aspects that might help the development of preventive indicators and pressure ulcer treatments.

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| <u>1 INTRODUÇÃO.....</u> | <u>2</u> |
| <u>1.1 PATOLOGIA.....</u> | <u>2</u> |
| <u>1.2 REGIÕES DE FORMAÇÃO DE ÚLCERA DE PRESSÃO.....</u> | <u>3</u> |
| <u>1.3 ANÁLISES PRELIMINARES.....</u> | <u>4</u> |
| <u>1.4 CONSEQÜÊNCIAS DA ÚLCERA DE PRESSÃO.....</u> | <u>7</u> |
| <u>1.5 IMPORTÂNCIA CLÍNICA.....</u> | <u>7</u> |
| <u>1.6 COMO SE FORMA A ÚLCERA DE PRESSÃO.....</u> | <u>7</u> |
| <u>2 OBJETIVOS.....</u> | <u>11</u> |
| <u>2.1 METODOLOGIA.....</u> | <u>12</u> |
| <u>2.2 TRATAMENTO DA ÚLCERA PELA DISTRIBUIÇÃO DE PRESSÃO.....</u> | <u>13</u> |
| <u>2.3 MÉTODO DE OBTENÇÃO DE DADOS A PARTIR DOS EXPERIMENTOS ANIMAIS.....</u> | <u>14</u> |
| <u>3 ATUAÇÃO DOS PERFIS DE PRESSÃO NO TRATAMENTO DE ÚLCERAS DE PRESSÃO POR DIFERENTES TIPOS DE CONTATOS.....</u> | <u>18</u> |
| <u>3.1 REDUÇÃO DAS ÁREAS DE CONCENTRAÇÃO DE PRESSÕES.....</u> | <u>18</u> |
| <u>3.2 DADOS DA SIMULAÇÃO PARA O NASTRAN.....</u> | <u>18</u> |
| <u>3.2.1 MODELAGEM DOS OSSOS DA BACIA.....</u> | <u>19</u> |
| <u>3.2.2 DIAGRAMA DE CORPO LIVRE DA SEÇÃO DA BACIA.....</u> | <u>25</u> |
| <u>4 COMPARAÇÕES DE DADOS COM A PESQUISA BIBLIOGRÁFICA.....</u> | <u>32</u> |
| <u>5 CONCLUSÕES.....</u> | <u>37</u> |
| <u>6 BIBLIOGRAFIA.....</u> | <u>38</u> |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1: Descrição e valores das partes do corpo para simulação em NASTRAN (fonte: E. Linder-Ganz and A. Gefen)..... | 23 |
| Tabela 2: Pesos das partes do corpo para simulação em NASTRAN (fonte: E. Linder-Ganz and A. Gefen)..... | 26 |
| Tabela 3: Parâmetros de entrada para simulação da pele, ossos, gordura e músculo em NASTRAN 4D..... | 27 |
| Tabela 4: Parâmetros da análise de sensibilidade (fonte: E. Linder-Ganz and A. Gefen)..... | 28 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| FIGURA 1: LOCAIS COMUNS DE OCORRÊNCIA DE ÚLCERA DE PRESSÃO. | 4 |
| Figura 2: Proporção de ocorrência de úlceras de pressão por tipo de doença..... | 6 |
| Figura 3: Proposta de modelamento do problema..... | 14 |
| Figura 4 – Superfície de contato..... | 15 |
| Figure 5: Dimensões do quadril humano (Atlas do Corpo Humano CD)..... | 20 |
| Figure 6: Modelagem em CAD do quadril..... | 22 |
| Figure 7: Modelo em CAD do quadril em vista isométrica..... | 22 |
| Figure 8: Modelo em CAD com malha de elementos finitos visíveis (5210 elementos, 8066 nós)..... | 23 |
| Figure 9: Modelo em CAD (vista isométrica) com malha de elementos finitos visíveis (5210 elementos, 8066 nós)..... | 23 |
| Figure 10: Diagrama de corpo livre da região da pelvis..... | 26 |
| Figure 11: Modelo do esqueleto humano, e seção da bacia (pélvis) analisada..... | 27 |
| Figure 12: Seção da pélvis analisada com a malha de elementos finitos visível..... | 29 |
| Figure 13: Seção da pelvis com os elementos identificados..... | 29 |
| Figure 14: Seção da pelvis em vista isométrica..... | 30 |
| Figure 15: Gradientes de pressões e deformações na pelvis..... | 31 |
| Figure 15: Gradientes de tensões de Von Mises na interface colchão-pelvis..... | 33 |
| Figure 17: Evolução das tensões de compressão ao longo do tempo..... | 37 |

1INTRODUÇÃO

Através do Projeto Poli Cidadã junto a Dra. Ana Sassaki, o Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima definimos que o atual problema a ser tratado, seria avaliar o tipos perfis de pressão causados pelas pressões de contato que ocorrem na área da pelvis que causam as lesões de escaras ou úlceras de pressão por afetar a circulação sanguínea nos locais de contato.

As simulações de elementos finitos, pretende demonstrar os gradientes de pressões envolvidos na área dos glúteos. O trabalho pretende estudar como as pressões nas regiões de contato do corpo humano podem propor melhorias de tratamento e diminuição de dor e desconforto dos pacientes acamados ou cadeirantes. O hospital universitário de São Paulo, que é referência no tratamento de pacientes com úlceras de pressão, demonstrou grande interesse em desenvolver pesquisas nesse sentido. Existe também uma intenção econômica de prevenir o desenvolvimento de úlceras de pressão, pois os gastos de tratamento de escaras costumam a ser muito superiores aos tratamentos preventivos.

1.1PATOLOGIA

A úlcera de pressão tem uma importância clínica muito elevada devido a sua facilidade de ocorrer. Pois qualquer instalação precária pode favorecer o aparecimento de úlceras de pressão e escaras. O Hospital Universitário ficou interessado no tema, pois o custo do tratamento de escara é tão elevado que por consequência os equipamentos de prevenção dessa doença acabam sendo mínimos.

Como as escaras em estágio avançado são geralmente tratadas com intervenção cirúrgica, tratamentos menos invasivos e preventivos estão sendo preferidos ~~para~~ ao lugar do pós-tratamento.

As cicatrizes e a recuperação das úlceras de pressão costumam a ser dolorosas e de longa duração, deixando marcas e cicatrizes que muitas vezes nunca mais podem ser corrigidas.

As infecções generalizadas devido a estas úlceras e a sua potencial gravidade, pode levar vários pacientes a morte, pois a escara muitas vezes consegue apodrecer inclusive tecidos ósseos assim como músculos e camadas de gordura.

Circulação adequada de sangue no corpo é fundamental para manter viva a pele. Quando a circulação é interrompida por tempo prolongado, as células morrem e surgem as úlceras. Elas surgem, geralmente, nas áreas onde os ossos são pouco protegidos por músculos. As causas mais comuns são a pressão do colchão, de um assento de cadeira ou de alguma superfície dura em contato com a pele. Ficar muito tempo sobre uma cama ou cadeira em uma mesma posição leva a um aumento de pressão sobre a pele. Ao mesmo tempo, o peso do corpo empurra os ossos contra os vasos sanguíneos. Com esta pressão de fora para dentro e de dentro para fora, a circulação sanguínea pode ficar prejudicada em uma determinada região e surge a úlcera por pressão.

Estão identificados para este trabalho os grupos de riscos os pacientes que por alguma ventura possuem os movimentos do corpo limitados, seja mentalmente ou fisicamente, que auxilia no desenvolvimento da doença. Entre essas pessoas estão os acamados (pessoas em coma, estado vegetativo, etc) e as pacientes em cadeiras de roda.

1.2 REGIÕES DE FORMAÇÃO DE ÚLCERA DE PRESSÃO

A úlcera de pressão tem a propensão de se formar em regiões que possuam um tecido vivo e protuberâncias ósseas em contato com superfícies ou suportes rígido. Esse composto de materiais é o responsável por comprimir e impedir a circulação sanguínea para os tecidos causando a morte e necrose dos tecidos.

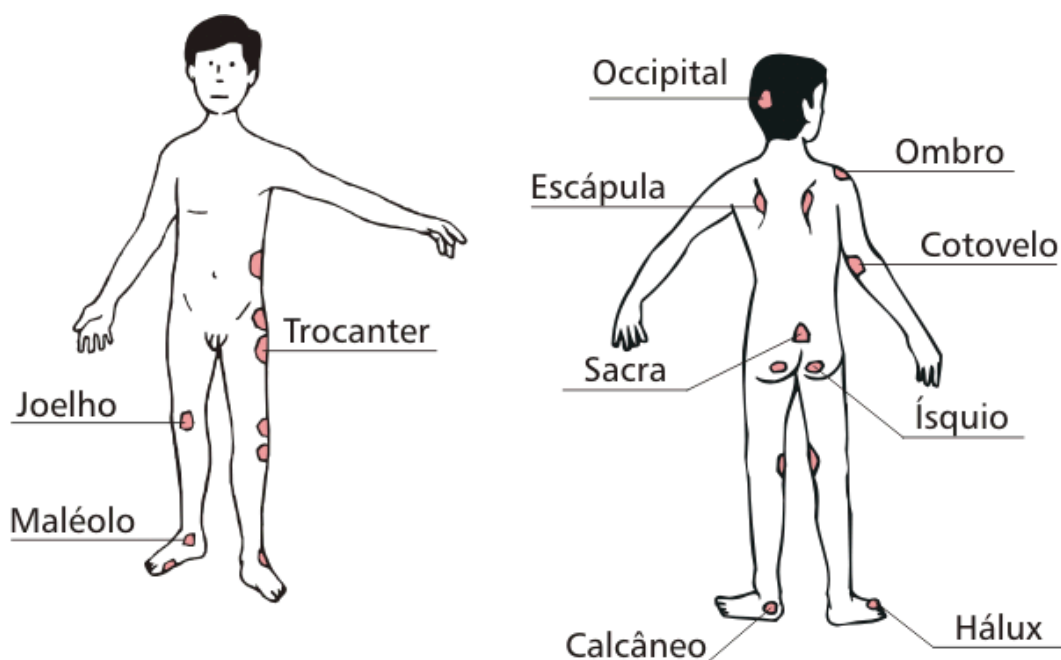


Figura 1: Locais comuns de ocorrência de úlcera de pressão

Para um melhor andamento do trabalho vamos nos limitar ao estudos da área de contato dos glúteos com as superfícies de contato (cama e cadeira de rodas).

1.3ANÁLISES PRELIMINARES

Nos estudos bibliográficos levantados, foi possível verificar que existe um descompasso entre as medidas preventivas adotadas pelas instituições de saúde e os danos que as úlceras de pressão causam aos pacientes acamados e aos cadeirantes.

Algumas hipóteses que partimos para o estudo das úlceras de pressão é o fato de considerar o conjunto de tecidos adiposos, estriados e lisos são considerados isotrópicos.

Segundo o departamento americano de saúde (U.S. Department of Health) o tempo máximo que um paciente pode permanecer imóvel é 1 hora, mas segundo as simulações realizadas em ratos pelos pesquisadores E. Linder Ganz e A.Gefen do departamento de bioengenharia da universidade de Tel-Aviv o tempo máximo que os tecidos humanos dos glúteos podem ser submetidos a força peso sem sofrerem morte

de células é de menos de 15 minutos. Somado a isso foram feitos estudos nas áreas dos materiais que compõem o local da úlcera de pressão e foi possível constatar que as células ao morrerem endurecem e aumentam a rigidez da área envolvida. Mesmo assim apesar do material na realidade ter regiões que podem ser considerado anisotrópico, iremos utilizar os modelos matemáticos para materiais isotrópico.

O modelo de glúteos foi gerado através de imagens cedidas pela base de dados “Visible Human”, em um software de CAD, e foi posteriormente analisado no software de elementos finitos NASTRAN(2003) os dados levantados nas pesquisas bibliográficas.

Uma das complicações comuns e debilitantes encontradas em pacientes com lesão medular são as úlceras por pressão (ou escara), que podem ser responsáveis por hospitalizações e longos períodos de imobilidade.

As úlceras de pressão são um distúrbio comum, afetando cerca de 3 milhões de pessoas apenas nos EUA. O tratamento pode ser caro, com longos períodos de hospitalização. Um aspecto central no desenvolvimento das escaras é a incapacidade do paciente em movimentar-se espontaneamente, mas o dogma de que todas as escaras são causadas por maus tratos deve ser considerado incorreto. Até mesmo o cuidado mais exemplar pode não ser capaz de evitar ou curar úlceras de pressão em pacientes com alto risco para o distúrbio.

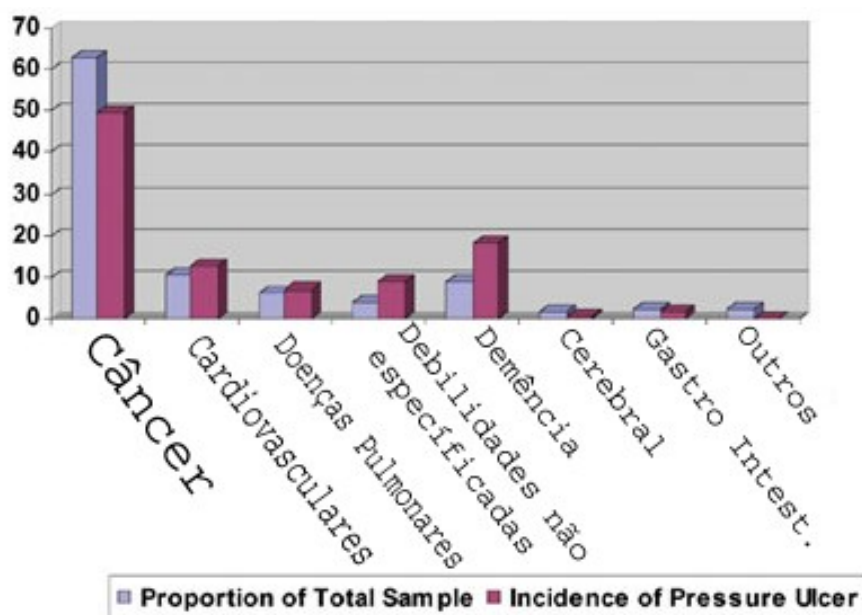


Figura 2: Proporção de ocorrência de úlceras de pressão por tipo de doença

O conceito de lesões cutâneas causadas primariamente como resultado de forças físicas externas tem sido objeto de estudo há décadas, mas ainda serão necessários muitos anos até que todos os aspectos envolvidos na etiologia, tratamento e prognóstico das escaras sejam desvendados. Felizmente, a atitude em relação às úlceras de pressão vem mudando significativamente e o interesse no manuseio desses pacientes tem sido o foco de bons estudos por parte de profissionais de saúde das mais diversas áreas.

Atualmente, as doenças vasculares são responsáveis por mais morbidade e mortalidade do que qualquer outro tipo de doença humana. Os processos de industrialização, urbanização, desenvolvimento econômico e globalização do mercado resultaram em mudanças significativas nos hábitos alimentares e nos níveis de atividades físicas das pessoas. Hoje em dia, a dieta das pessoas se caracteriza por um alto teor calórico e um baixo nível de nutrientes. Desequilíbrio nutricional, reduzida atividade física e elevado consumo de cigarros são os principais fatores de risco comportamentais que refletem no aumento das doenças vasculares.

1.4 CONSEQUÊNCIAS DA ÚLCERA DE PRESSÃO

Se as úlceras não forem bem tratadas, gradativamente os danos a pele serão cada vez maiores e mais profundos, comprometendo os músculos e podendo chegar até os ossos. Frequentemente, as úlceras infeccionam tornando o tratamento extremamente complexo. Uma das principais causas de morte em pessoas com lesão medular são as úlceras por pressão.

1.5 IMPORTÂNCIA CLÍNICA

A úlcera de pressão tem uma importância clínica muito elevada devido a sua facilidade de ocorrer em pacientes acamados, em coma ou que sofrem de demência, pois não podem ou não conseguem responder ao estímulo da dor. Qualquer instalação precária pode favorecer o aparecimento de úlceras de pressão e escaras.

Como as escaras em estágio avançado são geralmente tratadas com intervenção cirúrgica, tratamentos menos invasivos e preventivos estão sendo preferidos para dar lugar ao pós-tratamento.

As cicatrizes e a recuperação das úlceras de pressão costumam a ser dolorosas e de longa duração, deixando marcas e cicatrizes que muitas vezes nunca mais podem ser corrigidas.

As infecções generalizadas devido a estas úlceras e a sua potencial gravidade, pode levar vários pacientes a morte, pois a escara muitas vezes consegue apodrecer inclusive tecidos ósseos assim como músculos e camadas de gordura.

1.6 COMO SE FORMA A ÚLCERA DE PRESSÃO

Circulação adequada de sangue no corpo é fundamental para manter viva a pele. Quando a circulação é interrompida por tempo prolongado, as células morrem e surgem úlceras. Elas surgem, geralmente, nas áreas onde os ossos são pouco protegidos por músculos. As causas mais comuns são a pressão do colchão, de um assento de cadeira ou de alguma superfície dura em contato com a pele. Ficar muito

tempo sobre uma cama ou cadeira em uma mesma posição leva a um aumento de pressão sobre a pele. Ao mesmo tempo, o peso do corpo empurra os ossos contra os vasos sanguíneos. Com esta pressão de fora para dentro e de dentro para fora, a circulação sanguínea pode ficar prejudicada em uma determinada região e surge a úlcera por pressão.

Úlceras de pressão são ferimentos de tecidos macios associados a isquemia, atividade metabólica prejudicada, deformação excessiva de tecidos e drenagem de linfa insuficiente causado por carregamentos mecânicos intensos de longa duração. Úlceras de pressão podem variar a gravidade da irritação de irritação dos tecidos superficiais até necrose profunda.

Paralíticos e pacientes geriátricos são especialmente vulneráveis a úlceras de pressão devido a baixa sensibilidade para detectar dor e para mudar de posições para aliviar as pressões excessivas. Mesmo considerando os esforços para minimizar as úlceras de pressão, percebe-se que é inaceitavelmente alto o índice de incidência em hospitais. Sendo 10 a 25% entre pacientes hospitalizados nos hospitais do ocidente e 50 a 80% entre pacientes com lesões na espinha dorsal. O custo de tratamentos diretos nos Estados Unidos estão por volta de 1.2 bilhões de dólares ao ano.

A cabeça, ombros, cotovelos, pelvis e calcanhares são os lugares mais suscetíveis a UP (úlceras de pressão), não somente por serem os locais de contato de superfície de contato durante o ato de sentar, deitar ou recumbência, mas também porque contem partes proeminentes ósseas rígidas, na perspectiva da engenharia mecânica, os carregamentos tendem a concentrar e a acumular tensões. A maioria dos ferimentos aparecem na parte inferior do corpo, maioritariamente na área do sacro na pélvis (30 a 60%) e nos calcanhares (25 a 30%).

Compressão prolongada dos tecidos vascularizados é tradicionalmente considerado a causa principal para mecanicamente iniciar as úlceras de pressão, porém a tensão de cisalhamento, deformação de tecidos, temperatura, e umidade também contribuem com um papel importante na etiologia do ferimento. A maior parte dos pesquisadores concordam que o mecanismo que ativa as úlceras de

pressão é a inibição ou a obstrução de nutrientes e/ou mecanismo de limpeza de toxinas dos tecidos afetados.

Quando o corpo está em postura estática, as camadas de tecidos são comprimidas e deformadas entre a superfície de apoio e as protuberâncias ósseas. Foi demonstrado que carregamentos de compressão excessivos causam necrose da pele, assim como os tecidos subcutâneos e os músculos estriados, porém os tecidos musculares aparentam ser os mais sensíveis a esse tipo de pressão. Estudos de um modelo de porco sofrendo de úlcera de pressão revelaram que o limite de compressão a ferimentos dos tecidos musculares é substancialmente menor que o da pele, de acordo com os estudos em pacientes humanos identificaram os locais de ferimentos em músculos internos perto de protuberâncias ósseas. Ferimentos profundos na musculatura causados pelas úlceras de pressão são tipicamente severos, somado a dificuldade do tratamento e o custo de tratamento. Tais ferimentos podem progredir ao redor da superfície da pele devido a inflamação dos tecidos danificados assim como a necrose generalizada do local em questão.

Exposição prolongada de compressão intensa do músculo estriado altera patologicamente da microestrutura. Músculos de ratos expostos a compressão de 250kPa por mais de 2 horas mostrou a perda de fibras estriado-cruzado e a infiltração de células inflamatórias, ambos indicam uma multiplicação de células mortas. Tong e Fung citaram que a composição de material e a estrutura determinam a propriedades mecânicas do tecido e dureza. Assim a dureza dos tecidos é esperado que mudem na composição e a mudança na estrutura patológica. Especificamente, necrose ou necrose-parcial afetam a dureza dos tecidos musculares.

Mudança das propriedades (constituintes) mecânica dos tecidos afetados podem, em tempo, afetar a distribuição de tensões mecânicas e deformações ao redor dos tecidos, portanto potencializa a exposição de regiões não afetadas à tensões intensas. O estudo das tensões mecânicas e deformações são requeridas numericamente ou fisicamente para o estruturar o modelo de elementos finitos. Focando o estado de tensões internas nos glúteos aos usuários acamados e sentantes

de cadeiras de rodas, ambos em elementos finitos (FE) modelos e instrumentos para estudos de caso. Concluíram em pesquisas que as tensões de compressão e as tensões de cisalhamento em tecidos musculares profundos abaixo de protuberâncias ósseas de *isquemia tuberosities* foram mais incidentes que as respectivas tensões de contato que não poderiam ser previstas pela simples mensuração das pressões de contato.

O resultado inicial é importante no direcionamento dos esforços da pesquisa para o estudo dos tecidos internos muito mais do que a caracterização de tensões de interfaces de apoio em tecidos internos profundos, no contexto de úlceras de pressão na biomecânica. Entretanto, esses modelos tem um limite de premissas de geometrias simples, comportamento visco-elástico do material e carregamentos músculo-esqueleto ideal. A demais, nenhum desses modelos consideraria o tempo no curso dos ferimentos, constituído por efeitos interdependentes das mudanças locais na microestrutura e a nas propriedades do material do tecido muscular. Porém para é um dos fatores mais importantes a ser analisado é o comportamento elasto-polimérico das propriedades mecânicas ao longo do tempo.

A hipótese mais comumente aceita é a de que as propriedades mecânicas dos tecidos musculares *in vivo* mudam como resultado de carregamentos intensos por longo tempo. Tais mudanças podem afetar a distribuição de tensões em tecidos macios abaixo de protuberâncias ósseas e potencializar a exposição de regiões ílesas de tecidos musculares a tensões intensas.

2OBJETIVOS

O trabalho pretende estudar como as distribuições de pressões nas regiões de contato do corpo humano podem influenciar o tratamento e a prevenção de úlceras de pressão dos pacientes imobilizados.

A úlcera de pressão é uma lesão causada nos tecidos humanos quando os ossos comprimem os vasos sanguíneos. Consequentemente o fluxo sanguíneo diminui causando a necrose das células. Qualquer paciente imobilizado por um longo período de tempo tem grande risco de desenvolver as úlceras de pressão (ou escaras). O diagnóstico antecipado é de importante valor na prevenção e no tratamento das úlceras de pressão, evitando assim os gastos com os tratamentos pós traumáticos.

Úlceras de pressão que afetam os músculos estão entre as doenças graves associadas com isquemia, atividades metabólicas deficientes, deformação excessiva de tecidos, e drenagem linfática insuficiente causado por carregamentos mecânicos intensos de longa duração.

Uma hipótese provável é que as propriedades mecânicas dos tecidos musculares possam mudar como resultado de um carregamento intenso de longa duração. Tais mudanças podem afetar a distribuição de tensões nos tecidos macios abaixo das protuberâncias ósseas e potencialmente expor tensões adicionais nas regiões adjacentes não comprometidas. Neste estudo, vamos utilizar os dados da experiência *E. Linder-Ganz and A. Gefen* na deformação do músculo do rato gracilis exposto a pressão in vivo (11.5, 35, ou 70kPa para 2, 4 ou 6 horas), as mudanças do módulo de elasticidade tangente e das energias de densidade e incorporando propriedades anormais que são medidas com modelo de elementos finitos da pélvis do paciente em questão.

Foi utilizado um teste de tensão uniaxial *in vitro*, foi possível encontrar a tangente do módulo de elasticidade do músculo exposto a 35 e 70kPa no desses experiências controladas ($P < 0.05$, para deformação $\leq 5\%$) e energia de densidade de deformação em cuja experiência com valores de $P < 0.05$, e deformação $\geq 5\%$).

Histologicamente (com a adição de fósforotungstênico ácido hematoxilina) o cálculo mostrou que o endurecimento é acompanhado de extensivo dano necrótico. Incorporando esses efeitos ao modelo de elementos finitos, foi possível mostrar que o endurecimento dos músculos em algumas regiões resultado de elevadas tensões nos tecidos que aceleram o potencial de necrose para os tecidos. Pressões interfaciais não poderiam prever a tensão nos músculos profundos e das condições que propiciam ferimentos. Nós concluímos que informações nos músculos internos é necessária para estabelecer um critério de prevenção a úlcera de pressão.

O objetivo deste estudo portanto é 1) determinar as mudanças na propriedades mecânicas dos músculos expostos a um carregamento intenso de longa duração in vivo como apresentado no estudo histológico de tecidos de músculos 2) aplicar as propriedades mecânicas anormais de músculos machucados em modelos computacionais de partes humana vulneráveis a úlceras de pressão, para caracterizar mudanças das tensões dos tecidos.

2.1METODOLOGIA

O modelo de quadril está sendo gerado através de imagens “Visible Human”, em um software de CAD e serão posteriormente analisados no software de elementos finitos os dados levantados nas pesquisas anteriores. 8.3 Modelo de Modelagem computacional

Os modelos computacionais de pele, corpo humano serão simplificados para a análise computacional nos softwares como o NASTRAN(versão 2003). A definição da superfície de contato é uma das áreas que estão sendo trabalhadas em conjunto com os orientadores, junto aos médicos orientados pela Dra. Ana Sasaki do Hospital Universitário, que prontificaram a disposição de dados e simulações in vivo. Também foi possível conhecer pessoalmente alguns pacientes que sofrem desta moléstia em outro hospital com a Santa Casa, que possui casos de pessoas vivendo em extrema pobreza que sofrem deste mal e muitas vezes acabam por morrer devido as infecções decorrentes deste caso.

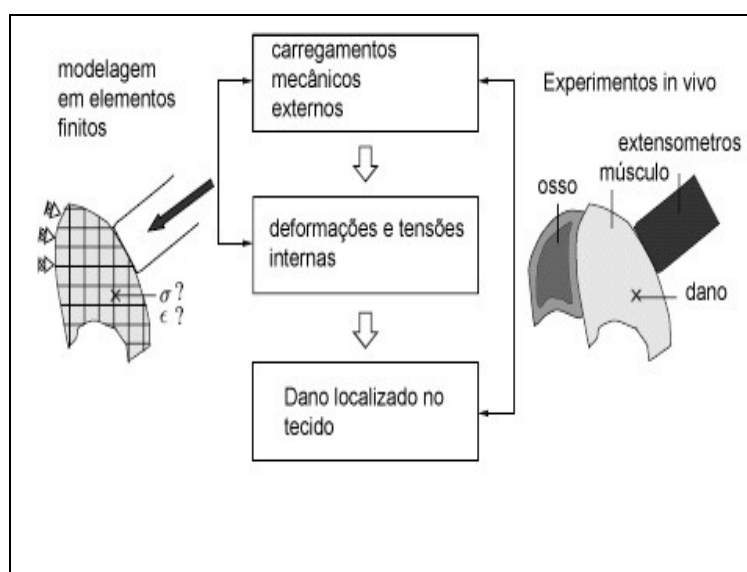


Figura 3: Proposta de modelamento do problema

2.2 TRATAMENTO DA ÚLCERA PELA DISTRIBUIÇÃO DE PRESSÃO

A distribuição correta do peso é uma medida fundamental no tratamento de pacientes com úlceras de pressão. Existem diversos equipamentos e métodos para evitar exercer pressão adicional sobre as áreas lesadas, mas dispositivos em forma de "rosca" devem ser evitados. O ideal é estabelecer uma rotina por escrito de reposicionamento e avaliar constantemente o paciente quanto ao surgimento de novas áreas de sofrimento na pele. Os pontos mais comumente acometidos são: trocânteres, calcanhares, cotovelos e pavilhões auriculares.

A cabeceira da cama deve ser mantida na menor elevação possível, evitando exercer pressão na região sacral outro sítio freqüente de ulcerações. Colchões de água ou tipo "casca de ovo" são importantes para evitar áreas de pressão e manter a pele seca e com bom fluxo de ar.

Ao sentar o paciente, deve-se prestar atenção ao alinhamento do corpo, à distribuição do peso, equilíbrio, estabilidade e alívio das áreas de pressão.

É importante mudar o paciente de posição a cada 1 hora ou orientá-lo para reposicionar-se a cada 15 minutos se isto não for possível, o paciente deve retornar

ao leito após este período. Cada tipo de assento ou leito pode colaborar ou prejudicar o tratamento das úlceras de pressões.

Analisando diversos tipos de assentos ou superfícies existem no mercado diversos tipos de assentos e camas especializadas para deficientes físicos. Algumas dessas soluções são extremamente caras e de difícil acesso, outras soluções são paleativas utilizadas pela população carente. Para este projeto de graduação iremos utilizar somente a superfície de contato de colchões hospitalares.

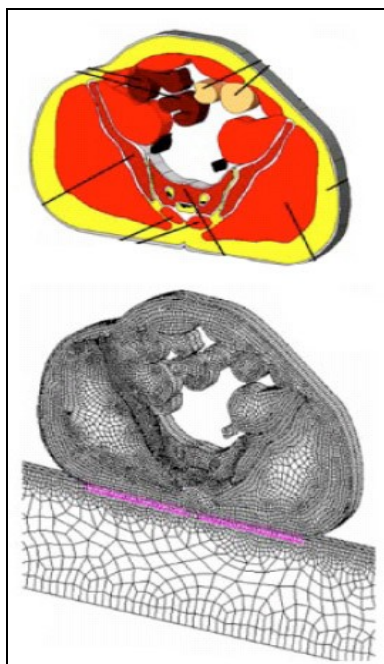


Figura 4 – Superfície de contato

2.3 MÉTODO DE OBTENÇÃO DE DADOS A PARTIR DOS EXPERIMENTOS ANIMAIS

É importante ressaltar que os pesquisadores E. Linder-Ganz and A. Gefen seguiram protocolo que foi aprovado pela Instituição de cuidados animais e Comitê de Uso (IACUC) da Universidade de Tel Aviv e foi conduzido de acordo com as

instruções institucional para cuidados e uso de módulos animais (IACUC aprovação no. M-02-41).

Propriedades mecânicas dos músculos do rato adulto *Sprague-Dawley* macho (n=33, idade 3-4 meses, peso 280 ± 20 g) quando medido *in vitro*, pouco depois de expor o membro em compressão *in vivo*.

Antes de comprimir um membro, ratos utilizados para este propósito eram anestesiados com ketamina (90mg/kg) e xilazina (10 mg/kg) injetados intreaperiodal, e um terço da dose foi utilizado para manutenção dos níveis de anestesia durante os experimentos. A sensibilidade da anestesia foi verificada pela resposta dos reflexos. Pelos dos membros comprimidos foi cuidadosamente removida e todo cuidado foi tomado para não danificar a pele durante o processo. Os ratos anestesiados foram colocados em um aparato especialmente desenhado contendo molas com presilhas plásticas (diâmetro de 20 mm) que foram aplicadas constantes de pressão n membro *in vivo*. O músculo do *gracilis* foi selecionado devido a relativa grande superfície de contato que podia ser pressionada no aparato e porque o posicionamento deveria ser superficial, o qual tornou possível colher dados cortando os tendões sem danificar os tecidos musculares na hora da dissecação. Grupos de 3 a 4 animais foram expostos a pressões de magnitudes de 11.5, 35, e 70kPa (86, 262 e 525 mmHg) para 2, 4 e 6 horas.

Esses valores de pressões foi determinado para cobrir o alcance entre o rato (e humanos) sangue da diástole e tensões de compressões máximas no músculo longissimus da pelvis humana durante a recumbência como previstas nas simulações elementos finitos descritos a seguir. Deveriam ser notados que a compressão focal interna de músculo humano (30-1000kPa) que ocorrem relativamente em pequenas regiões (5-100mm²) aonde podem ser reproduzidas grandes superfícies no rato do músculo (315 mm²) para permitir a manifestação do efeito nas propriedades mecânicas pelo uso de tensões uniaxiais de teste.

Depois dos membros comprimidos, os animais foram eutanizados com overdose de KCl que foi injetado intracardiacamente. Ratos de controle foram eutanizados sem nenhuma outra intervenção. O músculo do gracilis foram coletados por grupos não comprometidos e danificados. Todos os músculos foram mantidos em tubos de solução salínica de 3°C antes do teste mecânico e foi testado entre 16 a 20

minutos do tempo da dissecação. O procedimento do teste durou cerca de 10 minutos por músculo.

Comprimento, volume, e o peso de cada músculo foi gravado para uso de um calibrador digital (resolução 0.1 mm), o tubo de medição (precisão de 0.5 ml), e a escala digital (precisão 0.01g), respectivamente. Tensões foram aplicadas a músculos e preenchidas com soluções salinas na temperatura do rato (33°C). Uma célula de carregamento de 2kN e resolução de 0.01N foi utilizado para medir forças de tensões e controle de normalidade e a extensão na razão de 1 mm/min.

Deformação foi visualizada monitorando e gravando ambas por vídeos digitais e analógicos para um pós-experimento ou análise em câmera lenta, que demonstrou que os músculos não escorregaram das presilhas. Plotando as tensões de Lagrange (que as forças divididas na seção da área do ligamento cruzado) contra a deformação verdadeira (calculado do transiente da distância entre 2 presilhas) foram derivadas da curva de carregamento. A área original da seção do cruzado dos músculos foi obtida dividindo o volume do músculo pelo comprimento não carregado.

O módulo de tangente de elasticidade e a densidade de energia de deformação (DED) foi calculado de cada curva deformação-tensão dos níveis de deformação de 2.5, 5, e 7.5%, por funções polinômios diferenciais de quarta ordem que foram ajustadas ao experimento ($R^2 = 0.99$) e calculando abaixo da área da curva de cada nível de deformação, respectivamente. O alcance dos tecidos de deformação, 2.5-7.5%, conforme nossas simulações de elementos finitos a distribuição das deformações no longissimus e nos músculos glúteos da pélvis durante o período que o acamado fica em imóvel.

Analisando estatisticamente e densidade de energia de deformação as medidas das propriedades mecânicas, módulo de elasticidade tangente e do controle (não danificadas) e músculos gracilis foram os primeiros a serem analisados. A cada nível de deformação, testando a dependência do módulo de elasticidade tangente e densidade de energia de deformação (análises separadas) nos fatores de magnitude de pressão e duração da exposição. A pressão vale <0.05 foi considerada

estatisticamente significativamente. Nenhum dos testes demonstrou a dependência em relação ao tempo (2, 4 ou 6h), mas pressão foi um fator significativo. Pós testes locais de *Turkey-Kramer* ao longo das magnitudes de pressão foram utilizados para parear multiplas comparações entre propriedades obtidas dos músculos expostos para pressionar de 0 (controle), 11.5, 35, e 70kPa. Critério exemplos de exclusão para análises estatísticas incluem danos aparentemente causados por ferramentas durante a a dissecação, o corte dos tecidos musculares nas vizinhanças dos grampos, e o escorregamento dos tendões das presilhas que foram observadas na análise dos vídeos.

Avaliando a histologia dos músculos. Exemplos cúbicos (face de comprimento ~10mm) do músculo gracilis de 8 ratos determinados para avaliação histológica (tabela 1) foram coletados de lugares distantes e próximos do lugar de compressão e posteriormente conservados em formol. Para animais de não-controle, amostras foram extraídas imediatamente depois de aplicar a compressão.

Fatias do tecido foram carregadas perpendicularmente na direção do carregamento, a espessura de 5 μm (diâmetro das fibras musculares é de 30 μm), e todas as fatias foram conservadas. Seção dos músculos foram montadas quadro a quadro e impregnados com hematoxilina para explorar a viabilidade das células e a integridade da seção do cruzado imediatamente depois de aplicar a dose de pressão escolhida.

3 ATUAÇÃO DOS PERFIS DE PRESSÃO NO TRATAMENTO DE ÚLCERAS DE PRESSÃO POR DIFERENTES TIPOS DE CONTATOS

3.1 REDUÇÃO DAS ÁREAS DE CONCENTRAÇÃO DE PRESSÕES

Por meio de equipamentos auxiliares é possível reduzir a área de contato nas áreas problemáticas, como a região sacral, ou distribuir o peso igualmente para que não ocorra pontos de concentração de pressão em partes específicas do corpo. Espumas de forma piramidal, servem para aumentar a superfície de contato e melhorar a distribuição do peso, almofadas anatômicas com o formato do quadril do paciente, possuem duas funções uma de sustentar o indivíduo sentado e tamb

Estudo dos perfis de pressão pela análise de elementos finitos

Uma das necessidades do trabalho é analisar o comportamento da pele sendo expandida e comprimida, utilizando o método dos elementos finitos para modelar o problema. Para a componente elástica do material, foi utilizada a formulação do material de Ogden.

$$W = \sum C_i (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (1)$$

Onde: W é a função densidade de energia do material; C_i são constantes elásticas do material,

(C₂ = 0,295 N/cm² e C₄ = 0,59 N/cm², α₂ = 2 e α₄ = 4) e λ_i,

medida de deformação usada para grandes deformações = dS_i / dS_i.

Sendo: G (t): função ou módulo de relaxação e K (t): função ou módulo de bulk (deformação volumétrica).

Será analisada então o comportamento da pele, tensões, deformações e variação na espessura do modelo.

Estes dados estão de acordo com as experiências realizadas por E. Linder-Ganz and A. Gefen na sua pesquisa do efeito de gradientes de pressões em músculos de ratos.

3.2 DADOS DA SIMULAÇÃO PARA O NASTRAN.

A proposta de trabalho é uma modelagem parcial em CAD dos ossos da bacia e a sua simulação através do software de elementos finitos NASTRAN. Após uma intensa pesquisa na internet e bibliografia acadêmica, não conseguimos encontrar um modelo de pele, ou quadril com uma malha de elementos finitos previamente calculado. Para tanto optamos por criar uma superfície aproximada poligonal através da geração de elementos poligonais simples.

3.2.1 MODELAGEM DOS OSSOS DA BACIA

A proposta de trabalho é uma modelagem parcial em CAD dos ossos da bacia e a sua simulação através do software de elementos finitos NASTRAN. Após uma intensa pesquisa na internet e bibliografia acadêmica, não conseguimos encontrar um modelo de pele, ou quadril com uma malha de elementos finitos previamente calculado. Para tanto optamos por criar uma superfície aproximada poligonal através da geração de elementos poligonais simples.

Para a primeira parte da modelagem do quadril, optamos por modelar a estrutura óssea do quadril através de superfícies poligonais protendidas. A importância dos ossos do quadril na modelagem de elementos finitos pode ser compreendida como a alma das estruturas de concreto que no caso do corpo humano funcionam como estruturas de sustentação e ao mesmo tempo como locais de acúmulo de tensão.

Abaixo segue uma referência utilizada para o dimensionamento dos ossos do quadril.

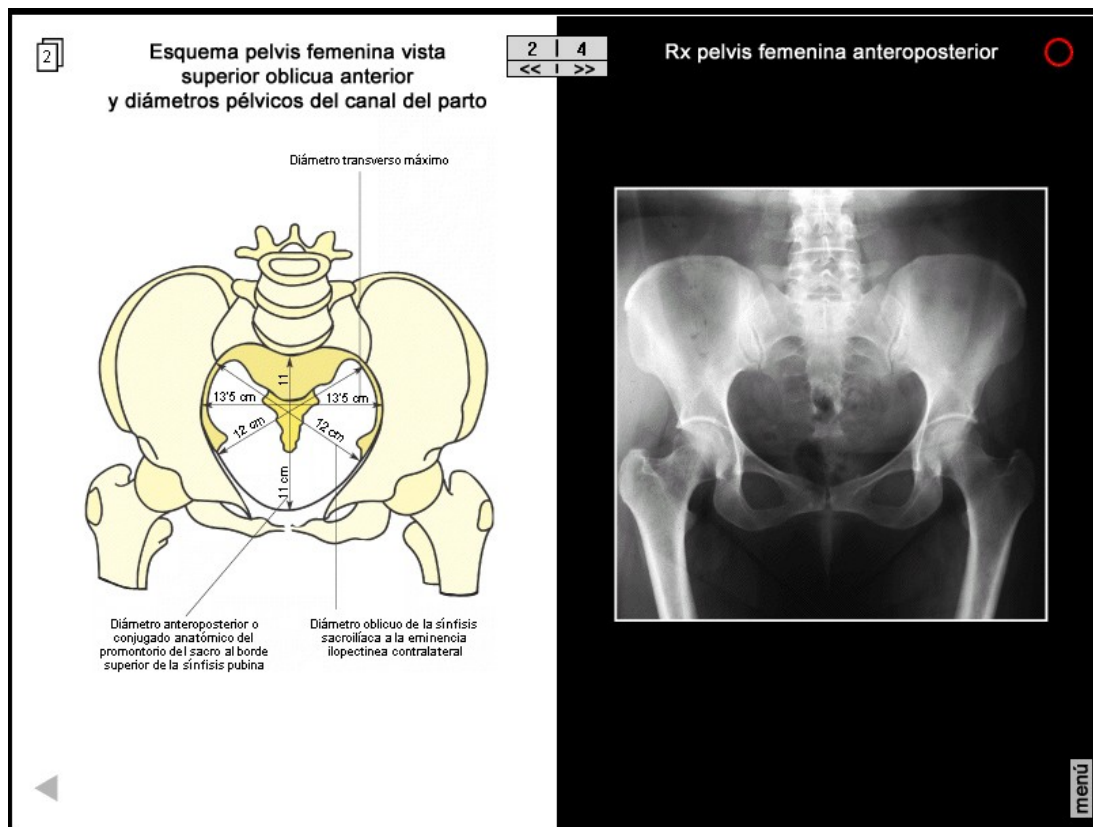


Figure 5: Dimensões do quadril humano (Atlas do Corpo Humano CD)

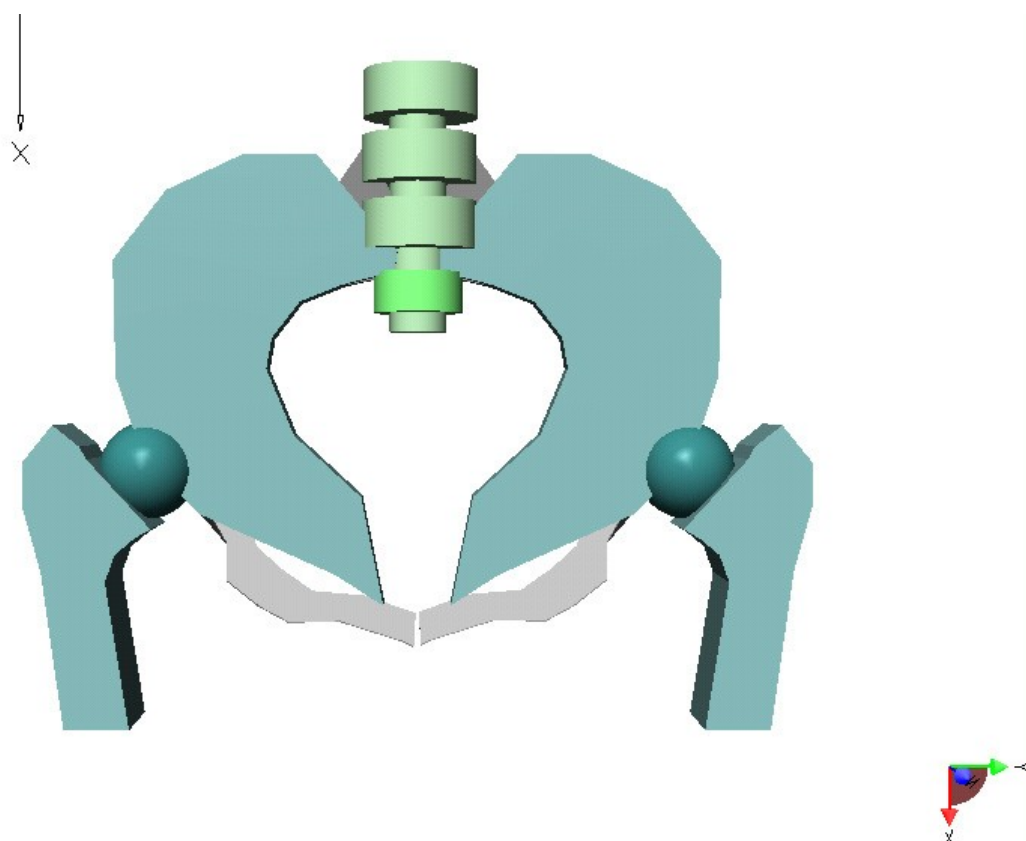


Figure 6: Modelagem em CAD do quadril

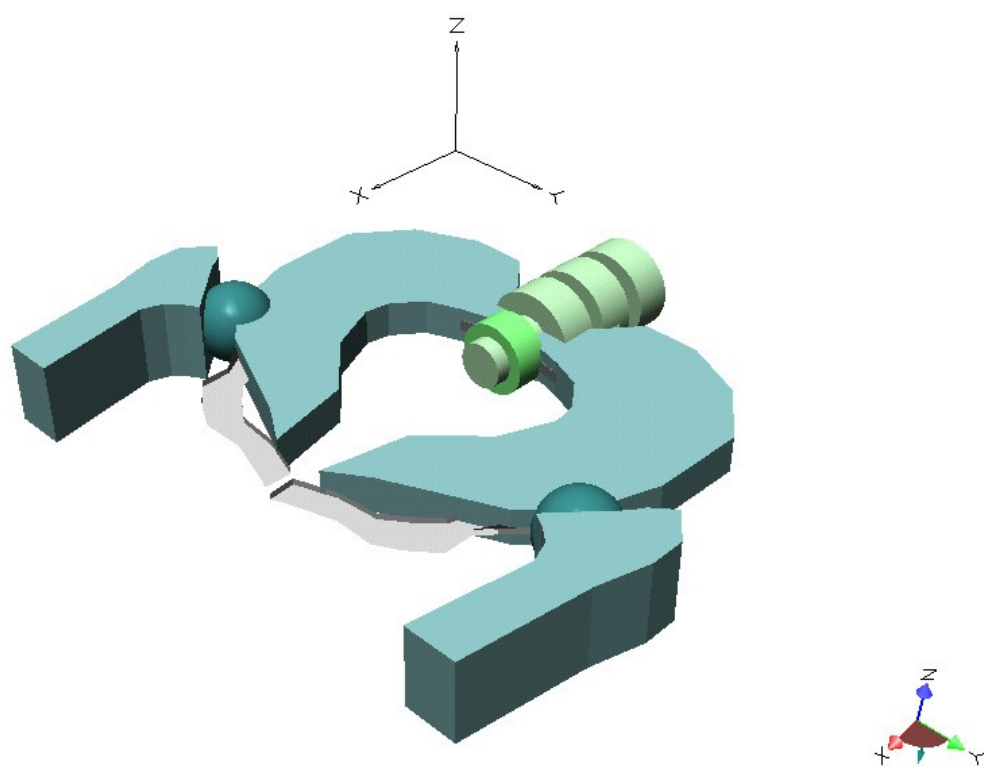


Figure 7: Modelo em CAD do quadril em vista isométrica

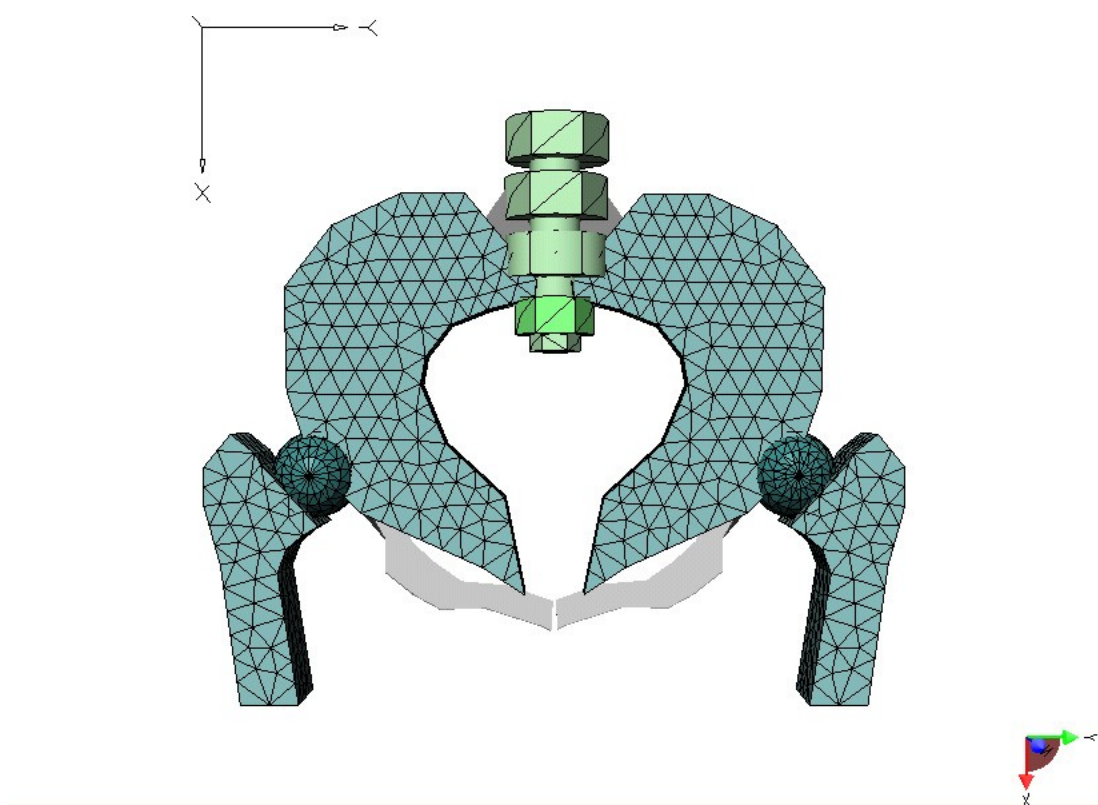


Figure 8: Modelo em CAD com malha de elementos finitos visíveis (5210 elementos, 8066 nós)

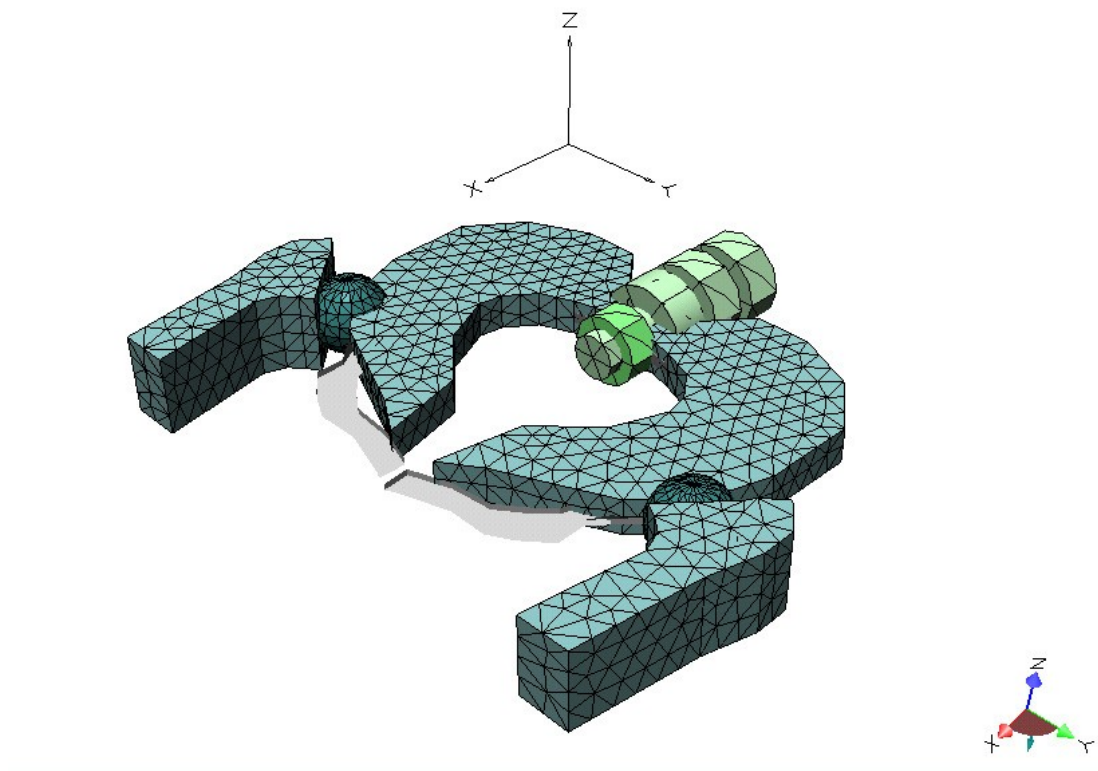


Figure 9: Modelo em CAD (vista isométrica) com malha de elementos finitos visíveis (5210 elementos, 8066 nós)

A pele é uma estrutura não-linear, viscosidade e elasticidade cuja deformação a uma força aplicada é uma função complexa da microestrutura do tecido e a adesão entre camadas de tecidos comprimidas.

| Modelo | Símbolo | Descrição | Valor | Unidade |
|--------|----------|---|-------|---------|
| Pelvis | α | ângulo entre o vetor força da espinha no plano de apoio | 13 | [graus] |
| | β | inclinação do encosto | 45 | [graus] |
| | x1p | Distância entre a fatia da pelvis e o centro de massa do diagram de corpo livre | 0.3 | [m] |
| | y1p | Distância entre o vetor força da espinha e o apoio (colchão) | 0.007 | [m] |
| | x2p | Distância entre a fatia da pelvis e o centro de massa do diagram de corpo livre | 0.8 | [m] |
| | y2p | Distância entre o vetor força da espinha e o apoio (colchão) | 0.06 | [m] |

Tabela 1: Descrição e valores das partes do corpo para simulação em NASTRAN (fonte: E. Linder-Ganz and A. Gefen)

Para pequenas forças de perturbação sobre forças aplicadas estaticamente, a pele comporta-se dinamicamente de forma a poder ser aproximada a um sistema linear relacionando a força aplicada $F(t)$ e a deformação $x(t)$ como:

$$F(t) = I \bullet \frac{d^2x(t)}{dt^2} + B \frac{dx(t)}{dt} + Kx(t) \quad (2)$$

$$\frac{x(w)}{F(w)} = \frac{G \cdot w_H^2}{w^2 + 2j\zeta w_H w + w_H^2} \quad (3)$$

$$G = \frac{1}{K} \quad w_H = \sqrt{\frac{K}{I}} \quad \zeta = \frac{1}{2} \frac{B}{\sqrt{IK}} \quad (4)$$

Sendo:

I (inércia)

B (viscosidade)

K (dureza)

Utilizando a transformada de Laplace na equação 1 temos a função de transferência da representação mecânica da pele através da função, w .

Os parâmetros da pele sadia e a pele que sofre a úlcera de pressão são muito diferentes, os tecidos danificados possuem uma inércia (I) maior. Os parâmetros B e K podem ser afetados devido a condições não lineares dos poros dos tecidos.

| Modelo | Símbolo | Parte do corpo | Peso total | [N] |
|---------------|----------------|---|-------------------|------------|
| Pelvis | W1p | Pelvis inferiora e pernas | 276 | |
| | W2p | Pelvis superiora, tronco, braços e cabeça | 311 | |
| | Wp | Fatia da pelvis | 20 | |

Tabela 2: Pesos das partes do corpo para simulação em NASTRAN (fonte: E. Linder-Ganz and A. Gefen)

3.2.2 DIAGRAMA DE CORPO LIVRE DA SEÇÃO DA BACIA

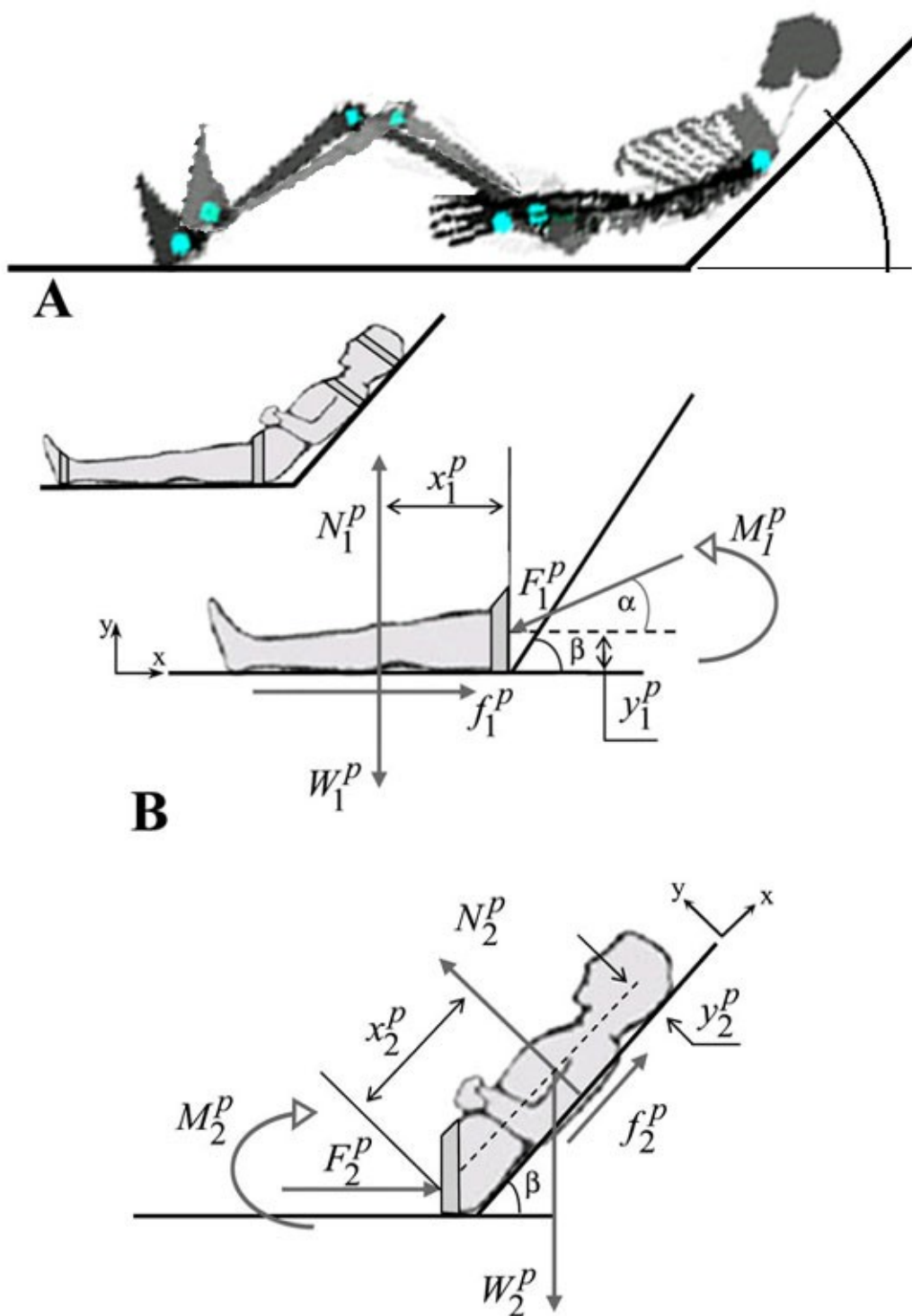


Figure 10: Diagrama de corpo livre da região da pelvis

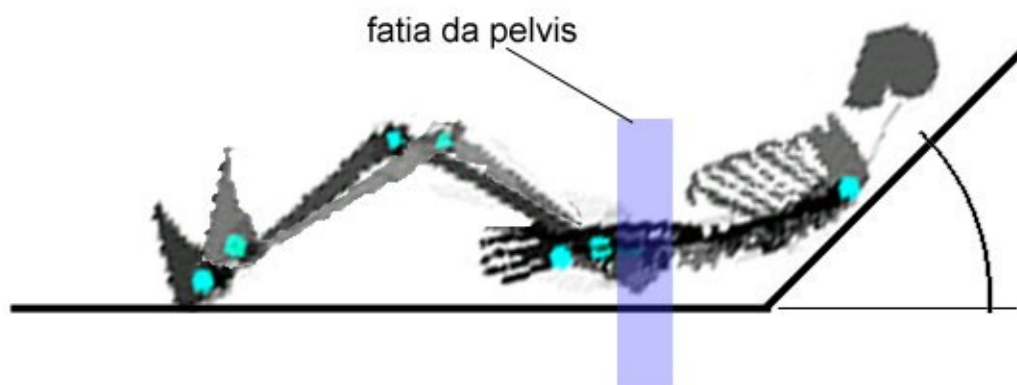


Figure 11: Modelo do esqueleto humano, e seção da bacia (pélvis) analisada

| Propriedades referente a região da pélvis | Densidade | Módulo de Elasticidade | Coefficiente de Poison |
|---|----------------------|---------------------------|------------------------|
| | [kg/m ³] | [kPa] | [adimensional] |
| Epiderme | 1200 | 103,7 | 0.49 |
| Músculos | 1060 | 172,5 | 0.35 |
| Gordura | 1060 | 102,7 | 0.10 |
| Ossos | 1870 | 145,5 | 0.30 |

Tabela 3: Parâmetros de entrada para simulação da pele, ossos, gordura e músculo em NASTRAN 4D

| | Variação | Efeitos | | |
|-----------------------------------|----------|----------------------------|-------------------|---------------------------------|
| | | Tensão máxima de Von Mises | Máxima compressão | Máxima deformação de compressão |
| | | [kPa] | [kPa] | [%] |
| Ângulo de encosto | 60° | 636 | 196 | 7.57 |
| Peso do corpo | 30° | 192 | 70.6 | 3.95 |
| | 100 kg | 606 | 201 | 8.26 |
| Enrijecimento da pele | 50 kg | 323 | 106 | 4.93 |
| | 20% | 374 | 124 | 5.53 |
| Enrijecimento da gordura | -20% | 382 | 126 | 5.65 |
| | 20% | 378 | 125 | 3.29 |
| Enrijecimento dos músculos | -20% | 380 | 125 | 4.39 |
| | 25% | 388 | 126 | 5.26 |
| | -25% | 364 | 123 | 6.01 |

Tabela 4: Parâmetros da análise de sensibilidade (fonte: E. Linder-Ganz and A. Gefen)

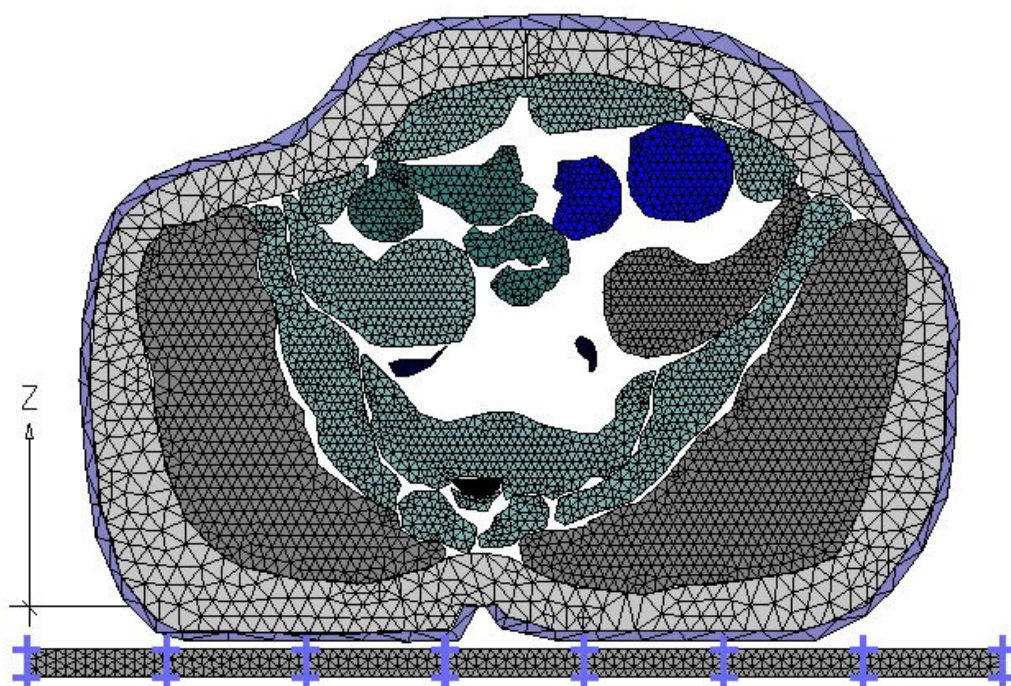


Figure 12: Seção da pélvis analisada com a malha de elementos finitos visível

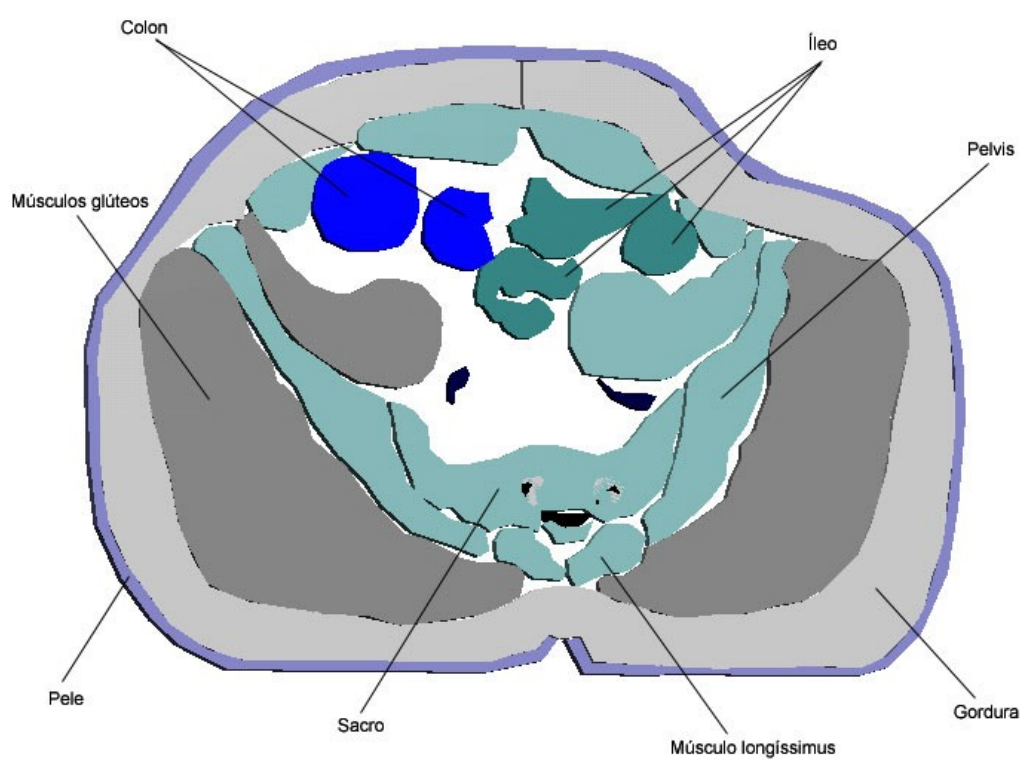


Figure 13: Seção da pelvis com os elementos identificados

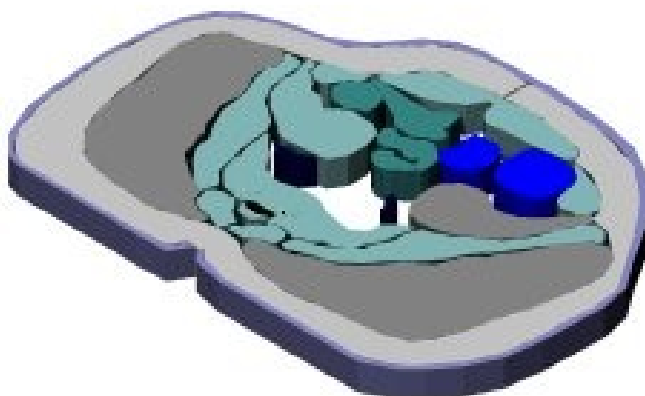


Figure 14: Seção da pelvis em vista isométrica

Neste estudo, foram utilizados modelos de animais e computadorizados para demonstrar que tecidos de músculos profundos que são expostos à compressão por um período prolongado podem aumentar seu enrijecimento durante o ferimento. O tecido enrijecido aumenta a tensão e projeta esta tensão ao tecido adjacente que ainda não estava ferido, expondo este tecido a uma pressão que, em certa dose, pode causar um ferimento (o limite usado neste estudo é de uma compressão interna de 40kPa aplicada por 2 horas).

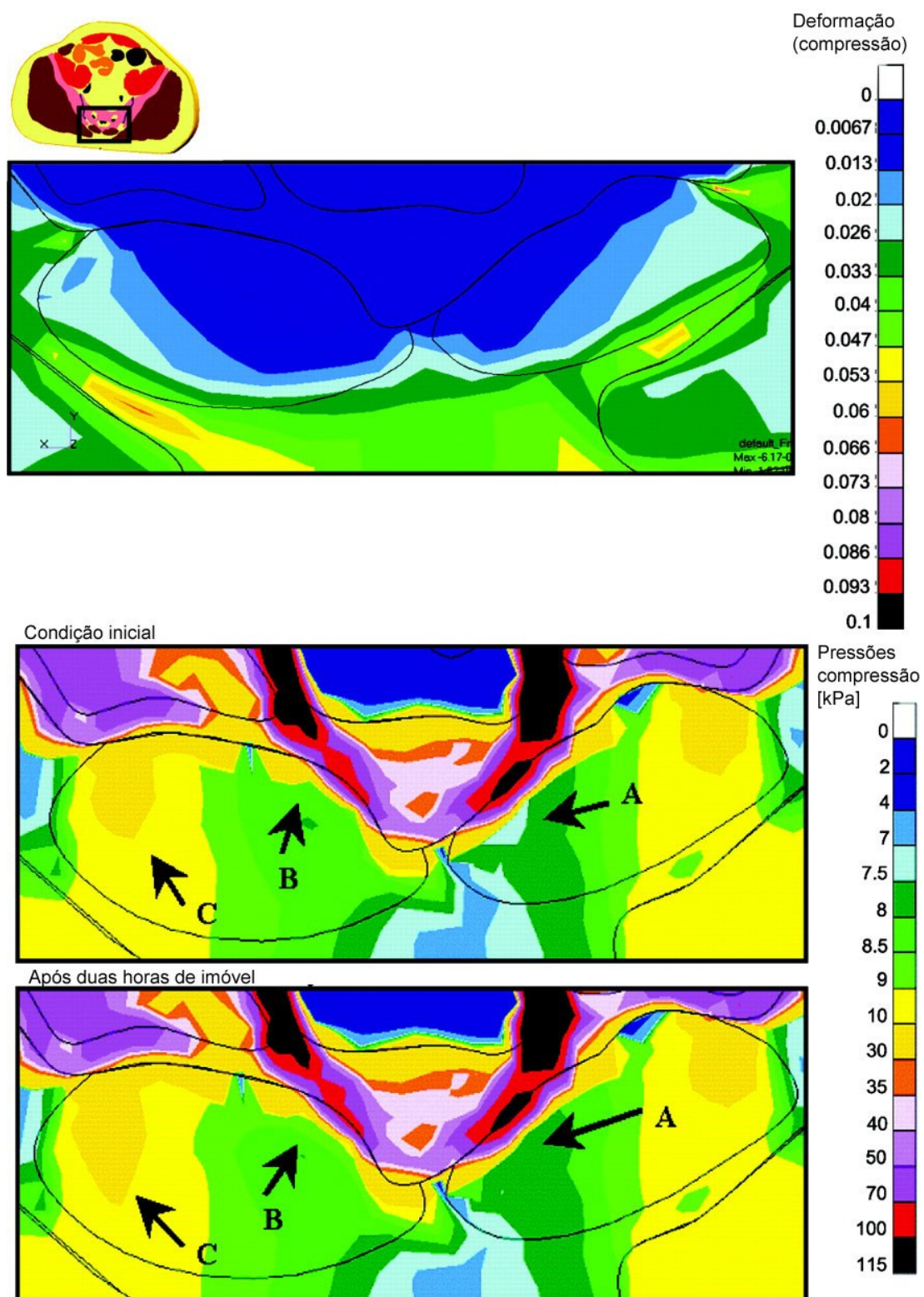


Figure 15: Gradientes de pressões e deformações na pelvis

Especificamente, os resultados experimentais demonstraram um crescimento DED (densidade de energia de deformação) estatístico significativo no módulo de elasticidade do tecido (crescimento médio de 60%), assim como um crescimento significativo no (risco médio de 40%), como resultado de uma compressão prolongada. Foi demonstrado, através da histologia PTAH, que estas mudanças em propriedades constituintes são associadas com a morte extensiva de células e a necrose do tecido. Esta descoberta de propriedades mecânicas de enrijecimento anormal que acompanham a morte das células concordam com estudos prévios de estudos in vitro, que reportaram propriedades de enrijecimento de tecido macio extraído postmortem, incluindo cartilagem plantar fascia. O mecanismo que causa o enrijecimento do tecido muscular pode ser um aumento de pressão e inchaço do tecido, o que pode ser seguido da destruição das membranas celulares durante a necrose da célula morta ocasionado pela isquemia. Outro dano adicional poderia ser produzido por falta de tecido drenado e pela deformação excessiva do tecido, mas a histologia e os protocolos de testes mecânicos não puderam isolar a contribuição de cada dano causador da morte celular e da anormalidade das propriedades mecânicas. Porém, é esperado o mesmo fenômeno do tecido muscular enrijecido in vivo, em humanos, durante o PS aparecimento, quando os músculos se tornam parcialmente necróticos sob uma compressão prolongada dos ossos.

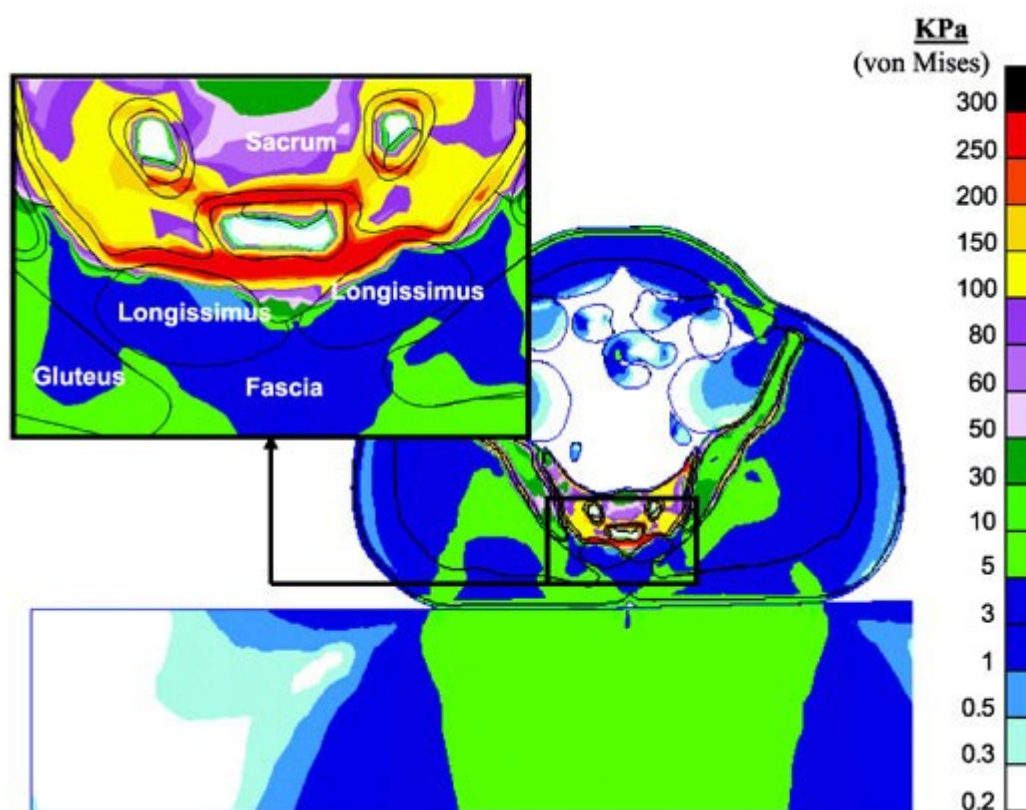


Figure 16: Gradientes de tensões de Von Mises na interface colchão-pelvis

4COMPARAÇÕES DE DADOS COM A PESQUISA BIBLIOGRÁFICA

Kovanen mede o módulo de elasticidade tangente de 47 a 104 kPa para os músculos soleus e rectus femoris de ratos, que foram testados sob tensão em pressões abaixo de 7,5%. *Bosboom* mede instantaneamente o módulo de cisalhamento de $15,6 \pm 5,4$ kPa para o músculo de ratos tibialis anterior. Utilizando a relação $G = (E/2)/(1 + \nu)$, onde G é o módulo de cisalhamento, e E é o módulo elástico, e $\nu = 0,5$ é a razão de Poisson para um material incompressível, é demonstrado que sua tangente do módulo elástico sob grandes pressões (>5%) estão no alcance de 30–63 kPa. Assim, ambas as propriedades relatadas de *Kovanen* e *Bosboom* para músculos de membros de ratos normais que sobrepõem as medições de propriedades normais do músculo gracilis: 46–73 kPa (quer dizer \pm SD para 7.5% pressão).

Foi observado que o tecido muscular enrijecido em alguns dos grupos experimentais necessitam que o efeito potencial da ligação cruzada das fibras musculares em um estado rígido sejam discutidos. O estado rígido é o enrijecimento elevado dos músculos do esqueleto que usualmente aparecem 4 horas após a morte, com efeito maximizado 12 a 48 horas após a morte . Amostras de músculos no presente estudo foram testadas em não menos que 30 minutos após os ratos morrerem. Se algum pequeno rigor mortis tivesse ocorrido neste espaço de tempo, este teria que levar ao enrijecimento elevado nos músculos de controle, mas o resultado experimental para controle sobrepõe os resultados de estudos prévios nos quais foram medidas as propriedades mecânicas de músculos saudáveis de ratos normais, como indicado acima. Além disso, no presente estudo, músculos danificados foram significativamente mais enrijecidos do que danificados (de controle), indicando que o efeito do dano sobre o enrijecimento supera o efeito do rigor mortis se este existisse.

Por causa do número limitado de animais que poderiam ter sido testados, foram selecionados 3 específicos níveis de pressão no membro (11.5, 35, e 70 kPa), e, com a ajuda do FE modelo do membro do rato de *E. Linder-Ganz and A. Gefen*, foi descoberto que ambos histológico e anormalidades mecânicas aparecem com a exposição à compressão interna de 40 kPa por 2 horas. Aplicação de 13 kPa de compressão interna não causou um aparente efeito mecânico ou histológico, mesmo para uma exposição máxima de 6 horas. Foi concluído que o limite de pressão real para o dano de compressão é entre 13 kPa (interno) aplicado por 6 horas e 40 kPa (interno) aplicado por 2 horas. Ambas as condições envolvem aplicações de aproximadamente mesma pressão: $\sim 80 \text{ kPa}\cdot\text{h}$.

Kosiak aplicou pressões externas a tendões musculares de ratos por períodos de 1 a 4 horas e quantificou a pressão interna correspondente usando uma agulha conectada a um transdutor intersticial de pressão de fluidos (IFP). Músculos sujeitados a pressão de 4,6 kPa por até 4 horas e os sujeitados a 25,3 kPa por até 1 hora não sofreram lesões. Em contrapartida, músculos expostos a uma pressão de 10 kPa por 2 horas foram danificados. A medição do tecido com a agulha IFP pode, contudo, ter causado algum dano, ou aumentado a sensibilidade a pressão do tecido. Salcido et al. reportou lesões macroscópicas no músculo panniculus carnosus de ratos, que foram

associadas com a proliferação de úlceras cutâneas após a exposição a pressão externa de 20 kPa por 6 horas. No mais recente estudo, Bosboom usou a coloração hematoxylin, eosin e a medição IFP para avaliar a tolerância à pressão do tecido da tibialis anterior em um rato modelo de úlceras de pressão. Eles descobriram que a aplicação de 10 ou 70 kPa por 2 a 6 horas induziu perda de estrias cruzadas quando combinado com as medições IFP.

Quando as medições IFP foram excluídas do protocolo, danos histológicos não apareceram. Danos realmente apareceram quando o nível da pressão foi aumentado para 250 kPa e estes foram mais acentuados quando as medições IFP foram novamente incorporadas a este nível de pressão. A suspeita é de que a inserção da agulha IFP afetou a ocorrência de danos e que isto reduziu o limite para o dano muscular no estudo, assim como no estudo de Kosiak.

Os resultados para o limite de dano concordam com Salcido et al., que evitou a agulha IFP. O uso de um modelo FE do experimento animal forneceu o nível da pressão interna do presente estudo e permitiu evitar a medição invasiva do método IFP.

O modelo humano FE demonstrou que músculos profundos sobre protuberâncias de ossos da pélvis e ombros suporta substancialmente maior pressão interna comparado com a pressão da sustentação interfacial (fig. 9). Foi descoberto que o pico da pressão (compressão principal) nos músculos longissimus aumentados em 13% (de 117 a 132 kPa) quando a firmeza do colchão foi reduzido até 3 ordens de magnitude. É importante enfatizar que mesmo que a firmeza do colchão for diminuído sobre uma grande variação (0.1Em–100Em), a compressão principal pressionada no longissimus aumentou e se manteve acima de 40 kPa, pressão limite para a úlceras de pressão.

O contato de pressões e raspões entre a pélvis e o colchão, contudo, caíram substancialmente, de picos de 13,8 e 2,4 kPa para 8,2 e 1,4 kPa, respectivamente. Isto indica que não existem relações simples entre a pressão interna e a pressão interfacial para o problema do contato do suporte corporal. Modelos computadorizados prévios de pés de diabéticos e glúteos diabéticos também indicam que as pressões internas são maiores que as pressões interfaciais e que não pode ser estabelecida uma relação simples entre a pressão de contato e pressão de tecido. As descobertas acima são

importantes tendo em vista os esforços colocados na previsão de riscos para úlceras de pressão na base da pressão interfacial. Por exemplo, pressões interfaciais são utilizadas para decidir sobre o tempo necessário para mudar as posições e para a seleção de material para os colchões hospitalares. Na base das presentes simulações e publicações, foi concluído que as medições de pressão de contato são insuficientes para desenhar os procedimentos ideais para o paciente e a caracterização dos colchões adequados para a prevenção de úlceras de pressão. Outra alternativa necessária seria um estudo aprofundado sobre o estado da pressão interna sobre a protuberância dos ossos.

Em respeito a pressões internas em humanos acamados, foi demonstrado que quando o ângulo do encosto é diminuído, de 45 para 30 graus, o efeito de redução da pressão dos músculos internos sobre a pélvis é muito mais profundo e consistente do que o causado pela queda da firmeza do colchão.

Quando a derivada do encosto é reduzido por 15 graus, a pressão interna máxima no longissimus, von Mises (377 kPa) e a compressão principal (125 kPa), são reduzidas para 117% (para 192 kPa) e 43% (para 71 kPa), respectivamente (tabela 3).

Foi concluído que algum alívio da compressão interna na musculatura profunda da pélvis pode ser atingido através da redução da inclinação do encosto, mas a compressão interna ainda seria maior que 40 kPa, limite de dano para a PS.

Limitações do presente estudo incluem a medição do propriedades mecânicas de um músculo completo, uma vez que o dano pode ser localizado em algumas regiões internas do músculo, e que as colocações que o tecido macio nos modelos de elementos finitos são homogêneas e elásticas não-lineares diferente das viscoelásticas.

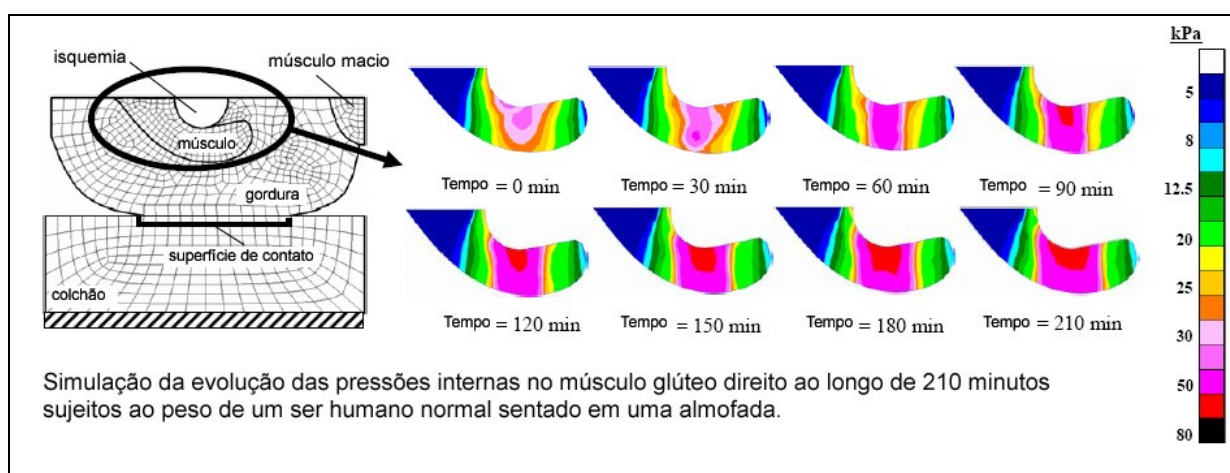


Figure 17: Evolução das tensões de compressão ao longo do tempo

O teste mecânico de músculos gracilis neste estudo envolvem a aplicação de tensão em músculos completos, incluindo inserções de tendão e perimysium. O perimysium, que é um tecido conectivo (colágeno, com um módulo elástico de ~ 1 GPa), apresenta uma grande resistência à tensão e também é possível que ele contribua substancialmente com o módulo de elasticidade tangente.

Apesar disso, as medições das propriedades mecânicas foram sensíveis à anormalidades causadas por pressão prolongada e revelaram um enrijecimento do tecido muscular após a compressão com peso estatístico significativo para os grupos experimentais de 4 a 5 animais. Tecido muscular foram considerados nos modelos EF como uma composição composta de perimysium, endomysium, e fibras musculares, e as marcas de pressão previstas anteriormente descrevem um comportamento aparente que não pode ser usado para isolar a deformação de fibras musculares individuais, mesmo que o estiramento das fibras individuais possa ser importante no aparecimento da dano .

A suposição que tecidos são elásticos e não viscoelásticos podem ter causado alguma superestimação de pressões, porque o relaxamento da pressão ao longo do tempo não foi considerada. Mesmo assim, a suposição da elasticidade não-linear de tecidos macios permitiram o empreendimento de consideráveis esforços para calcular a mais acertada representação anatômica da pélvis, ombros, calcanhares e cabeça, uma vez que a complexidade dos cálculos dos materiais modelos estavam comprometidas.

Em resumo, a integração de modelos animais e modelos FE trouxeram uma poderosa ferramenta para o estudo do surgimento e progressão da OS. A integração também tem o potencial de ser uma ajuda no desenho de assentos e camas com superfícies com proteção para o suporte, bem como no desenho de nos tratamentos médicos.

5CONCLUSÕES

O uso de uma aproximação integrada de modelo animal e modelo computadorizado para o estudo da biomecânica das úlceras de pressão, possibilitou as seguintes conclusões:

1. Segundo o departamento americano de saúde o tempo máximo que um paciente pode permanecer imóvel é de 1 hora. Porém, segundo as simulações de E. Linder Ganz, o tempo máximo que os tecidos podem ser comprimidos pelo peso total do acamado até sofrerem morte de células, é de menos de 15 minutos.
2. Foi confirmado pela Dra. Ana Sasaki que o tempo máximo que os hospitais podem deixar o paciente imobilizado é de 1 hora. Se as teorias apontadas pelas pesquisas bibliográficas será possível compreender a eficácia dos estudos das distribuições de pressão para acamados e cadeirantes.
3. Compressão interna principal máxima e a pressão von Mises sobre músculos profundos ao redor das protuberâncias do osso da pélvis e ombros excederam a pressão de contato interfacial por pelo menos 1 ordem de magnitude.
4. Especificamente na região da pélvis, não foi encontrada correlação entre a pressão externa e a pressão interna do músculo. Surpreendentemente, um colchão mais confortável aumentava pressão dos músculos profundos ao invés de aliviá-los. Um ângulo de encosto mais baixo (30 graus) poderia reduzir a pressão dos músculos profundos, mas apenas por um período limitado.

5. Modulo elástico tangente e DED de músculos gracilis de ratos, danificados pela exposição de 2 a 6 horas de pressão externa de 35 a 70 kPa, que é transformada em compressão muscular interna de 40 a 80 kPa, foram de 60 a 40% maiores na média ($P < 0,04$), respectivamente, que as de músculos danificados. Propriedades anormais foram acompanhadas por um crescimento de células necróticas.
6. Na base destas descobertas, foi concluído que propriedades mecânicas de músculos estriados podem ser usados como indicador de um dano por compressão.
7. Em conjunto, testes histológicos e mecânicos indicam que o limite para o início do dano OS nos músculos do esqueleto está entre a compressão interna de 13 kPa aplicado por 6 horas e 40 kPa aplicado pó 2 horas.

Incorporando o efeito de enrijecimento do músculo em uma análise computadorizada da pressão da pélvis durante o descanso deitado, foi possível demonstrar que o crescimento do enrijecimento dos músculos em grandes regiões resultam da elevação da pressão de tecidos, e portanto, aumentam o potencial de necrose dos tecidos.

6BIBLIOGRAFIA

[1] AYELLO EA, BRADEN B. How and why to do pressure ulcer risk assessment. Adv Skin Wound Care. 2002 Maio-Junho;15(3):125-31; quiz 132-33p.

[2] CERVO FA, CRUZ AC, Posillico JA. Pressure ulcers. Analysis of guidelines for treatment and management. Geriatrics. 2000 Março;55(3):55-60; 62p.

[3] DEALEY C. Review of advances in pressure ulcer management since 1992. *Br J Nurs*. 2002 Abril 11-24;11(7):486-90p.

[4] BERGSTROM, N. Treatment of Pressure Ulcers. Clinical Practice Guideline Number 15, U.S. Department of Health and Human Services, Public Health Service, Agency for Health Care Policy and Research. Dezembro 1994; 95-0652

[5] SCHOEN, F. J., COTRAN, R. S. Robbins patologia estrutural e funcional. 1251p. Ed. Guanabara Koogan. 6ª edição. Rio de Janeiro, 2000. 441-456p.

[6] E. Linder-Ganz and A. Gefen Mechanical compression-induced pressure sores in rat hindlimb: muscle stiffness, histology, and computational models. Ed. Um. Tel Aviv. Israel, 2000. 441-456p.

[7] OPAS – Organização Pan-Americana da Saúde. **Doenças crônicas – degenerativas e obesidade: Estratégia mundial sobre alimentação saudável, atividade física e mental**. Brasília, 2003. Disponível em: <<http://www.opas.org.br>>

[8] BAKKER, S. J. L.; GANS, R. O. B. **About the role of the shear stress in pressure ulcer**. Gromingen, 2000. 270-272p.

[9] Brienza DM, Karg PE, Geyer MJ, Kelsey S, and Trefler E. **The relationship between pressure ulcer incidence and buttock-seat cushion interface pressure in at-risk elderly wheelchair users**. *Arch Phys Med Rehabil* 82: 529-533, 2001

[10] Clark M and Cullum N. **Matching patient need for pressure sore prevention with the supply of pressure redistributing mattresses**. *J Adv Nurs* 17: 310-316, 1992

- [11] Clauser CE, McConville JT, and Young JW. **Weight, volume and center of mass of segments of the human body.** In: *AMRL Technical Documentary Report*. Wright-Patterson Air Force Base, OH: Wright-Patterson Air Force Base, 1969, p. 69-70
- [12] Cowan T and Woollons S. Dynamic **systems for pressure sore prevention.** *Prof Nurse* 13: 387-394, 1998. Disponível em: <http://www.medline.com>
- [13] Enderle JD, Blanchard SM, and Bronzino JD. **Major organ systems.** In: *Introduction to Biomedical Engineering*. San Diego, CA: Academic, 2000, p. 46-72.